



Gebrauchsmusterschrift

(10) DE 200 19 026 U 1

(5) Int. Cl. 7:

A 61 B 17/90
A 61 B 17/74
A 61 B 17/70
A 61 F 2/28
A 61 B 19/00

456 89

(21) Aktenzeichen: 200 19 026.1
(22) Anmelddatum: 8. 11. 2000
(47) Eintragungstag: 28. 3. 2002
(43) Bekanntmachung im Patentblatt: 2. 5. 2002

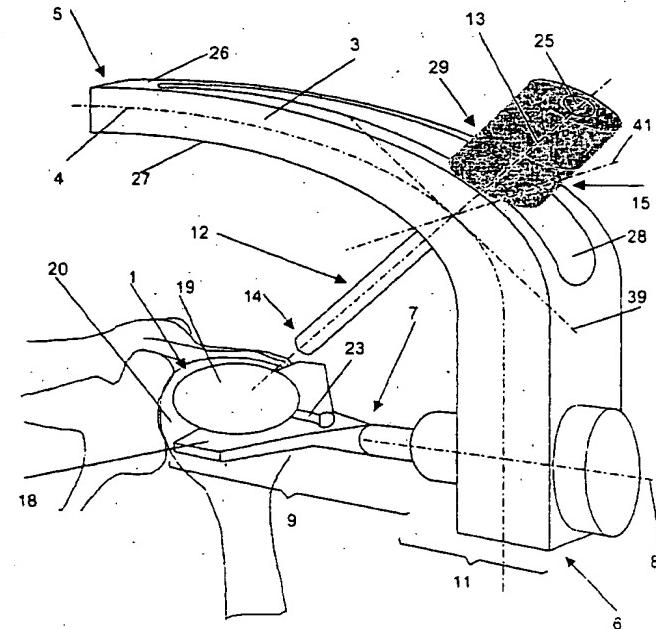
(73) Inhaber:
Synthes AG Chur, Chur, Graubünden, CH

(74) Vertreter:
Sparing . Röhl . Henseler, 40237 Düsseldorf

(55) Recherchenergebnisse nach § 7 Abs. 2 GbmG:
DE 34 36 253 A1
US 61 20 511
US 56 88 284
US 56 13 971
US 51 63 940

(54) Vorrichtung zur Fixierung eines Implantates

- (57) Vorrichtung zur Fixierung eines Implantates in oder an einem Knochen, insbesondere zur Fixierung einer Knochenplatte an einem Knochen, umfassend
A) einen bogenförmigen Zielbügel (3), welcher eine bogenförmige Zentralachse (4), ein erstes, die Zentralachse (4) schneidendes Ende (5) und ein zweites, die Zentralachse (4) schneidendes Ende (6) umfasst;
B) ein stabförmiges Halte teil (7), welches eine die Zentralachse (4) am zweiten Ende (6) schneidende, erste Längsachse (8), ein gegen das Bogeninnere des Zielbügels (3) gerichtetes, vorderes Segment (9) sowie ein mit dem zweiten Ende (6) verbindbares, hinteres Segment (11) umfasst; und
C) ein röhrenförmiges Führungsteil (12) zur Zentrierung und Führung von chirurgischen Instrumenten und/oder Implantaten, welches eine zweite Längsachse (13), ein gegen das Bogeninnere des Zielbügels (3) gerichtetes, vorderes Ende (14) umfasst und mit dem Zielbügel (3) lösbar verbindbar ist, wobei
D) das Halte teil (7) bezüglich der ersten Längsachse (8) rotierbar ist und am hinteren Segment (11) lösbar arretierbar mit dem zweiten Ende (6) des Zielbügels (3) verbindbar ist; und
E) das Führungsteil (12) koaxial zur zweiten Längsachse (13) verschiebbar und mit dem vorderen Ende (14) an einen Knochen zur Anlage bringbar ist, dadurch gekennzeichnet, dass
F) das Führungsteil (12) mindestens auf einem Teil der Länge des Zielbügels (3) parallel zur Zentralachse (4) verschiebbar und lösbar arretierbar ist.



Vorrichtung zur Fixierung eines Implantates

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Fixierung eines Implantates, insbesondere einer Knochenplatte gemäss dem Oberbegriff des Schutzanspruchs 1.

Verschiedene chirurgische Operationen erfordern die Verwendung von relativ langen und möglicherweise das umliegende Gewebe schädigenden chirurgischen Werkzeugen, wie beispielsweise Bohrer, welche nicht mit direkter Sicht des Chirurgen bewegbar sind. Vorteilhafterweise werden bei solchen Anwendungen die Werkzeuge durch Zielvorrichtungen zentriert und während des Arbeitsganges geführt.

Eine Vorrichtung zur Zentrierung von orthopädischen Instrumenten an einem Knochen ist beispielsweise aus der US 5,649,930 KERTZNER bekannt. Diese bekannte Vorrichtung besteht aus einem U-förmigen Zielbügel, dessen eines Ende senkrecht zur Längsachse eines Knochens an diesem befestigbar ist, und dessen anderes Ende zur Aufnahme einer Zentrierhülse für ein chirurgisches Instrument dient. Dabei sind die Länge der Schenkel des U-förmigen Zielbügels sowie dessen Länge einstellbar, so dass die Zentrierhülse auf zwei Achsen relativ zum ersten Ende des Zielbügels verschiebbar ist. Nachteilig an dieser bekannten Vorrichtung ist die auf zwei geradlinige Achsen beschränkte Verschiebbarkeit der Zentrierhülse relativ zum ersten Ende des Zielbügels.

Hier will die Erfindung Abhilfe schaffen. Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Verschiebung und Rotation der Zentrierhülse relativ zum Fixpunkt des Zielbügels am Knochen um mindestens zwei Achsen respektive Drehachsen zu ermöglichen.

Die Erfindung löst die gestellte Aufgabe mit einer Vorrichtung zur Fixierung eines Implantates, insbesondere einer Knochenplatte, welche die Merkmale des Anspruchs 1 aufweist.

Die erfindungsgemässen Vorrichtung umfasst im wesentlichen einen Zielbügel mit einer Zentralachse, ein Halteteil, welches mit einem Ende des Zielbügels lösbar verbindbar ist, und ein Führungsteil, welches entlang der Zentralachse verschiebbar und arretierbar

mit dem Zielbügel verbunden ist. Der Zielbügel ist bogenförmig mit einer ebenfalls bogenförmigen Zentralachse ausgeführt, wobei das erste und das zweite Ende die Zentralachse schneiden. Das stabförmige Halteteil dient zur lösbar Aufnahme eines Implantates, insbesondere einer Knochenplatte und umfasst eine die Zentralachse am zweiten Ende schneidende, erste Längsachse, ein gegen das Innere des Zielbügels gerichtetes, vorderes Segment sowie ein mit dem zweiten Ende lösbar verbindbares, hinteres Segment. Dabei ist das Halteteil bezüglich der ersten Längsachse axial verschiebbar und rotierbar sowie am hinteren Segment lösbar arretierbar mit dem zweiten Ende verbunden. Das rohrförmige Führungsteil dient zur Zentrierung und Führung von chirurgischen Instrumenten und/oder Implantaten und umfasst eine zweite Längsachse, ein gegen das Innere des Zielbügels gerichtetes, vorderes Ende und ist mit dem Zielbügel verbindbar. Das Führungsteil ist einerseits koaxial zur zweiten Längsachse relativ zum Zielbügel verschiebbar und andererseits mindestens auf einem Teil der Länge des Zielbügels entlang der Zentralachse verschiebbar und lösbar arretierbar. Das vordere Ende des Führungsteils ist an einen Knochen zur Anlage bringbar.

In der bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung beschreiben die Zentralachse und der Zielbügel zwischen dem ersten Ende und dem zweiten Ende mindestens auf einem Teil ihrer Länge eine Kurve, vorzugsweise einen Kreisbogen mit einem Radius zwischen 100 und 180 mm. Das vordere Segment des Halteteils ist gabelartig ausgebildet und umfasst quer zur ersten Längsachse elastisch deformierbare Schienen zur Aufnahme eines Implantates, insbesondere einer Knochenplatte. Der Radius des bogenförmigen Zielbügels ist dabei so gewählt, dass das Zentrum des Zielbügels mit dem Zentrum verschiedener zu behandelnder Knochen im wesentlichen zur Übereinstimmung bringbar ist.

In einer weiteren Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist das Führungsteil entlang der Zentralachse bezüglich des Zentrums des Zielbügels in einem Winkelbereich von $\pm 25^\circ$ schwenkbar, wobei die zweite Längsachse parallel oder zusammenfallend zu der durch die bogenförmige Zentralachse definierten Ebene bewegt wird.

In einer anderen Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung ist das Führungsteil um mindestens eine erste und eine zweite Drehachse drehbar mit dem Zielbügel verbindbar, wobei die erste Drehachse tangential zur Zentralachse verläuft und die zweite Drehachse senkrecht auf der durch die bogenförmige Zentralachse aufgespannten Ebene steht. Dazu liesse sich beispielsweise die Verbindung zwischen Zielbügel und Führungsteil mittels eines Kugelgelenkes ausführen. Durch eine solche Ausführung der erfindungsgemässen Vorrichtung wird das Anbringen von windschiefen Bohrungen in eine auf die Knochenoberfläche gelegte Knochenplatte erleichtert.

In wiederum einer anderen Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung umfasst diese zusätzlich eine Knochenplatte, welche aus einem bioresorbierbaren Material, vorzugsweise aus einem Polylactat besteht.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen gekennzeichnet.

Die durch die Erfindung erreichten Vorteile sind im wesentlichen darin zu sehen, dass die erfindungsgemässen Vorrichtung zugleich als Halterung für ein Implantat, beispielsweise einer Knochenplatte, als auch als Führungsvorrichtung für den Bohrer dient. Dadurch wird ermöglicht, dass die Bohrungen relativ zueinander auch windschief gebohrt werden können, so dass die anschliessend eingeschraubten Knochenschrauben ebenfalls windschief und sich gegenseitig kreuzend in den Knochen einschraubar sind. Dadurch wird ein Wandern der intramedullär oder in der Spongiosa verlaufenden Knochenschrauben sowohl nach proximal als auch nach distal verhindert. Zudem verhindert die dreidimensionale, windschiefe Anordnung der Knochenschrauben dabei deren Lockerung, so dass insgesamt eine stark verbesserte Stabilität der Fixation resultiert.

Die Erfindung und Weiterbildungen der Erfindung werden im folgenden anhand der teilweise schematischen Darstellungen mehrerer Ausführungsbeispiele noch näher erläutert.

Es zeigen:

06.11.00
4

Fig. 1 eine perspektivische Darstellung einer Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung in einer Anwendung am proximalen Humerus;

Fig. 2 eine Ansicht einer Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung;

Fig. 3 eine Seitenansicht der in Fig. 2 dargestellten Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung; und

Fig. 4 eine Ansicht eines proximalen Humerus mit einer Knochenplatte und Knochenschrauben.

Fig. 1 zeigt eine Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung zusammen mit einem Implantat 1, welches als verschraubbare Knochenplatte 19 zur Frakturbehandlung ausgeführt ist und proximal an einem Humerus 20 fixiert wird. Die Knochenplatte 19 wird in Schienen 18 eingeführt. Damit die Knochenplatte 19 in den Schienen 18 festgehalten wird, sind diese durch einen Schlitz 23 im vorderen Segment 9 des Halteteils 7 so elastisch ausgestaltet, dass beim Einführung der Knochenplatte 19 in die Schienen 18 diese elastisch auseinander gepresst werden und in der Folge die Knochenplatte 19 festklammern. Die Schienen 18 sind auf einem vorderen Segment 9 des Halteteils 7 angeordnet. Das hintere Segment 11 des Halteteils 7 ist koaxial zu einer ersten Längsachse 8 kreiszyndrisch ausgebildet und am zweiten Ende 6 des Zielbügels 3 mit diesem so verbunden, dass das Halteteil 7 um die erste Längsachse 8 rotierbar und in einer gewünschten Position am zweiten Ende 6 des Zielbügels 3 arretierbar ist. Der Zielbügel 3 ist bogenförmig mit einer Zentralachse 4 ausgebildet, wobei das erste Ende 5 des Zielbügels 3 und das zweite Ende 6 des Zielbügels 3 die Zentralachse 4 schneiden. An das erste Ende 5 angrenzend umfasst der Zielbügel 3 parallel zur Zentralachse 4 einen den Zielbügel 3 von der auf der Bogenaussenseite liegenden, äusseren Fläche 26 zur auf der Bogeninnenseite liegenden, inneren Fläche 27 durchdringenden Kanal 28. Dieser Kanal 28 dient zur Aufnahme eines zu einer zweiten Längsachse 13 koaxialen Führungsteiles 12, welches parallel zur Zentralachse 4 im Kanal 27 verschiebbar ist und mittels eines Feststellmittels 29 in der gewünschten Position im Kanal 28 arretierbar ist. Die Verschiebung des Führungsteiles 12 im Kanal 27 erfolgt so, dass die zweite Längsachse 13 beim Verschieben des Führungsteiles 12 in der durch die bogenförmige Zentralachse 4 aufgespannten Ebene bleibt. Das

DE 20019026 U1

Führungsteil 12 ist konzentrisch zur zweiten Längsachse 13 von hinteren Ende 15 bis zum vorderen Ende 14 durchgehend mit einer Bohrung 25 durchbohrt, wobei die Bohrung 25 beispielsweise zur Aufnahme eines Kirschnerdrahtes (nicht gezeichnet) dient. Zur Fixation wird die Knochenplatte 19 in die Schienen 18 am Halteteil 7 eingefügt und proximal am Humerus 20 an der gewünschten Stelle aufgelegt. Danach wird das Führungsteil 12 am Zielbügel 3 ausgerichtet, so dass durch die Bohrung 25 im Führungsteil 12 ein Loch durch eine beispielsweise aus einem bioresorbierbaren Kunststoff bestehende Knochenplatte 19 gebohrt werden kann und/oder ein Pin in den Knochen einschraubar ist. Die Verbindung zwischen dem Feststellmittel 29 und dem Führungsteil 12 kann beispielsweise mit einem Kugelgelenk ausgestaltet sein und eine Rotation des Führungsteils 12 um zwei weitere, senkrecht aufeinander stehende Drehachsen 39; 41 ermöglichen.

Die Fig. 2 und 3 zeigen eine Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung, worin die Feststellmittel 29 aus einem Nutenstein 30 mit einem Gewindesegment 31 und einer Feststellmutter 32 bestehen. Der Nutenstein 30 wird in einer zum Kanal 28 parallelen Nute 40, welche von der inneren Fläche 27 her in den Kanal 2 mündet, aufgenommen. Ferner ist die Aufnahme des Halteteils 7 am zweiten Ende 6 des Zielbügels 3 dargestellt, welche aus einer Bohrung 33 besteht, welche ein erstes Bohrungssegment 34 mit einem Durchmesser D und ein zweites Bohrungssegment 35 mit einem Durchmesser d umfasst, wobei der Durchmesser D des ersten Bohrungssegmentes 34 grösser als der Durchmesser d des zweiten Bohrungssegmentes 35 ist. Ein zur ersten Längsachse 8 koaxialer kreiszylindrischer Zapfen 37 an demjenigen Ende des Halteteils 7, welches den Schienen entgegengesetzt die erste Längsachse 8 schneidet, ist soweit in die Bohrung 33 einführbar, bis der Zapfen 37 endständig an der Schulter, welche durch den Absatz 45 der Bohrung 33 zwischen dem ersten Bohrungssegment 34 und dem zweiten Bohrungssegment 35 gebildet wird, anliegt. Der Zapfen 37 ist im ersten Bohrungssegment 34 um die erste Längsachse 8 rotierbar gelagert, und mit einer Arretierschraube 36, welche von der äusseren Fläche 26 durch das zweite Bohrungssegment 35 in ein komplementäres Innengewinde 38 im Zapfen einschraubar ist, arretierbar. Das Halteteil 7 ist so geformt, dass das Zentrum der in die Schienen 18 eingeführten Knochenplatte 19 um einen Abstand X gegenüber der ersten Längsachse 8 in Richtung des vorderen Endes 18 des Führungsteiles 12

versetzt ist. Am Zapfen 37 sowie am Absatz 45 zwischen dem ersten Bohrungssegment 34 und dem zweiten Bohrungssegment 35 sind Arretiermittel 42 angeordnet, welche die Drehbewegung des Halteteils 7 um die erste Längsachse 8 innerhalb eines Winkelbereiches zwischen + 60 ° und – 60 ° beschränken. Diese Arretiermittel 42 bestehen aus einem Nocken 43, welcher axial endständig den Zapfen 37 abschliesst, und aus einer Vertiefung 44 im Absatz 45, wobei die Zentriwinkel relativ zur ersten Längsachse 8 von Zapfen 37 und Vertiefung 44 so ausgestaltet sind, dass die Drehbewegung des Halteteils 8 um die erste Längsachse 8 im erwähnten Winkelbereich begrenzt wird.

In Fig. 4 ist eine Ausführungsform eines Implantates dargestellt, welches mittels der erfindungsgemässen Vorrichtung vollständig durchbohrbar und am Knochen fixierbar ist. Das vorzugsweise aus einem bioresorbierbaren Kunststoff bestehende Implantat 1 ist für die Osteosynthese, beispielsweise proximal am Humerus 20 bestimmt. Es dient zur Aufnahme von in den Knochen zu verankernden longitudinalen Fixationselementen 21, insbesondere in Form von Drähten, Nägeln, Stiften oder wie hier dargestellt von Knochenschrauben 10. Das Implantat 1 lässt sich durch eine minimale Inzision in den Körper einführen und an die Knochenoberfläche anlegen, wo es anschliessend mit den Fixationselementen 21 befestigt wird. Die Bohrungen 2 zur Aufnahme der Fixationselemente 21 werden direkt nach Anlegen des Implantates 1 auf der Knochenoberfläche ins Implantat 1 gebohrt, wobei die erfindungsgemässe Vorrichtung zugleich zur Halterung des Implantates 1 als auch als Führungsvorrichtung für den Bohrer dient.

Schutzansprüche

1. Vorrichtung zur Fixierung eines Implantates in oder an einem Knochen, insbesondere zur Fixierung einer Knochenplatte an einem Knochen, umfassend

A) einen bogenförmigen Zielbügel (3), welcher eine bogenförmige Zentralachse (4), ein erstes, die Zentralachse (4) schneidendes Ende (5) und ein zweites, die Zentralachse (4) schneidendes Ende (6) umfasst;

B) ein stabförmiges Halteteil (7), welches eine die Zentralachse (4) am zweiten Ende (6) schneidende, erste Längsachse (8), ein gegen das Bogeninnere des Zielbügels (3) gerichtetes, vorderes Segment (9) sowie ein mit dem zweiten Ende (6) verbindbares, hinteres Segment (11) umfasst; und

C) ein rohrförmiges Führungsteil (12) zur Zentrierung und Führung von chirurgischen Instrumenten und/oder Implantaten, welches eine zweite Längsachse (13), ein gegen das Bogeninnere des Zielbügels (3) gerichtetes, vorderes Ende (14) umfasst und mit dem Zielbügel (3) lösbar verbindbar ist, wobei

D) das Halteteil (7) bezüglich der ersten Längsachse (8) rotierbar ist und am hinteren Segment (11) lösbar arretierbar mit dem zweiten Ende (6) des Zielbügels (3) verbindbar ist; und

E) das Führungsteil (12) koaxial zur zweiten Längsachse (13) verschiebbar und mit dem vorderen Ende (14) an einen Knochen zur Anlage bringbar ist, dadurch gekennzeichnet, dass

F) das Führungsteil (12) mindestens auf einem Teil der Länge des Zielbügels (3) parallel zur Zentralachse (4) verschiebbar und lösbar arretierbar ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Zentralachse (4) des Zielbügels (3) einen Kreisbogen mit dem Zentrum (16) beschreibt und dieser Kreisbogen einen Radius zwischen 100 und 180 mm aufweist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Führungsteil (12) in der durch die Zentralachse (4) des Zielbügels (3) definierten Ebene und parallel zur Zentralachse (4) verschiebbar ist, so dass das Führungsteil (12) bezüglich des Zentrums (16) in einem Bereich eines Winkels (17) von $\pm 25^\circ$ schwenkbar ist.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das vordere Segment (9) gabelartig ausgestaltet ist und quer zur ersten Längsachse (8) elastisch deformierbare Schienen (18) umfasst, welche mit dem Halteteil (8) verbunden sind und zur lösbarer Aufnahme eines Implantates (1) dienen.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Führungsteil (12) um mindestens eine erste und eine zweite Drehachse (39;40) drehbar mit dem Zielbügel (3) verbindbar ist, wobei die erste Drehachse (39) tangential zur Zentralachse (4) verläuft und die zweite Drehachse (40) senkrecht auf der durch die bogenförmige Zentralachse (4) aufgespannten Ebene steht.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das hintere Segment (11) des Halteteils (7) einen zur ersten Längsachse (8) koaxialen Zapfen (37) umfasst, welcher in einem ersten Bohrungssegment (34) einer Bohrung (33) am zweiten Ende (6) des Zielbügels (3) rotierbar aufnehmbar ist und der Zapfen (37) sowie das erste Bohrungssegment (34) mit Arretiermitteln (42) versehen sind, welche die Drehbewegung des Halteteils (7) um die erste Längsachse (8) innerhalb eines Winkelbereiches zwischen + 60 ° und – 60 ° beschränken.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Schienen (18) relativ zur ersten Längsachse (8) so abgekröpt sind, dass das Zentrum einer in den Schienen (18) eingespannten Knochenplatte (19) um einen Abstand (X) von der ersten Längsachse (8) gegen das vordere Ende (14) des Führungsteiles (12) verschoben eingespannt ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass sie zusätzlich eine Knochenplatte (19) umfasst, welche keine Bohrungen (2) enthält.
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Knochenplatte (19) aus einem bioresorbierbaren Material besteht.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Knochenplatte (19) aus einem Polylactat besteht.

06.11.00

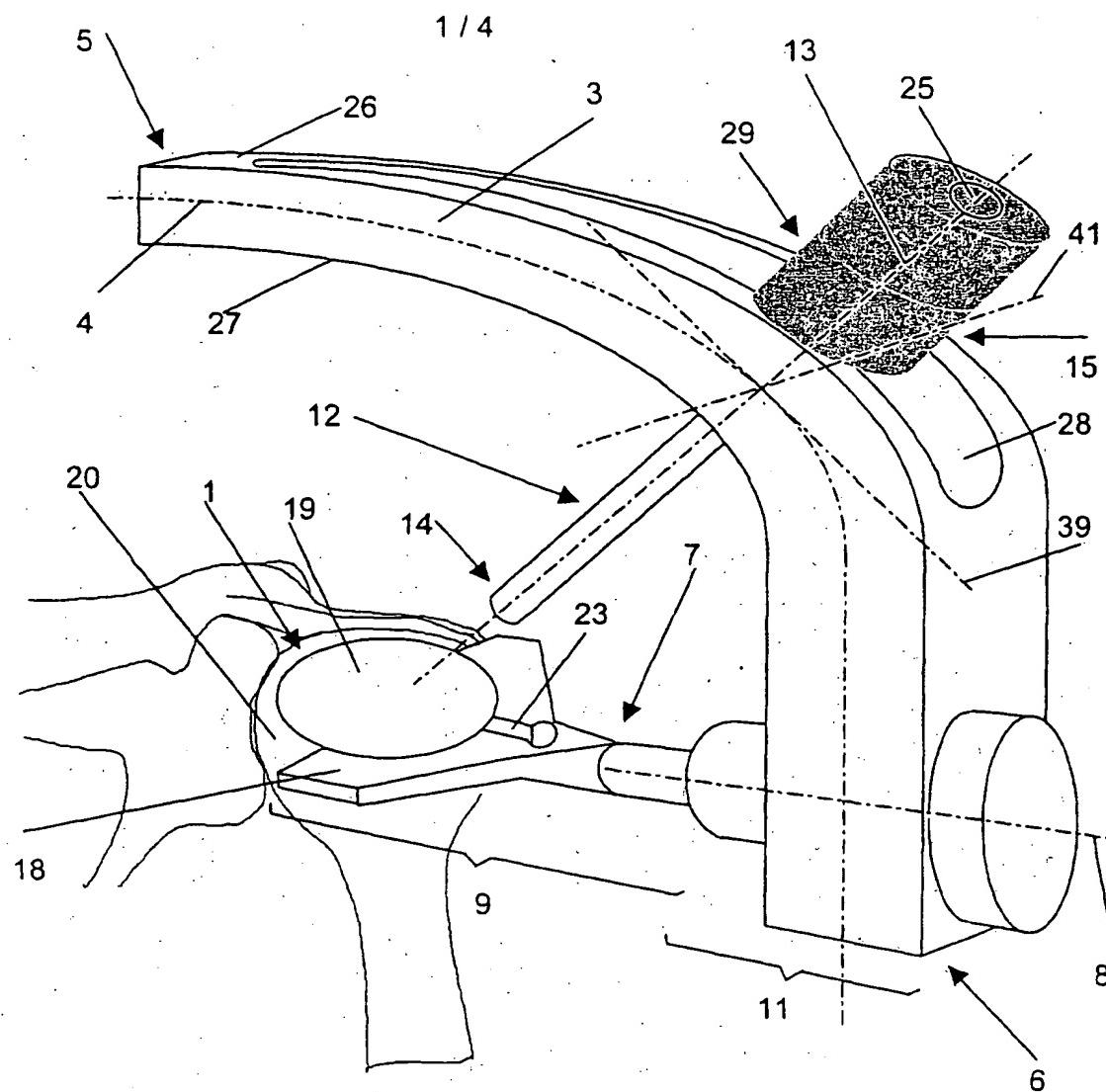
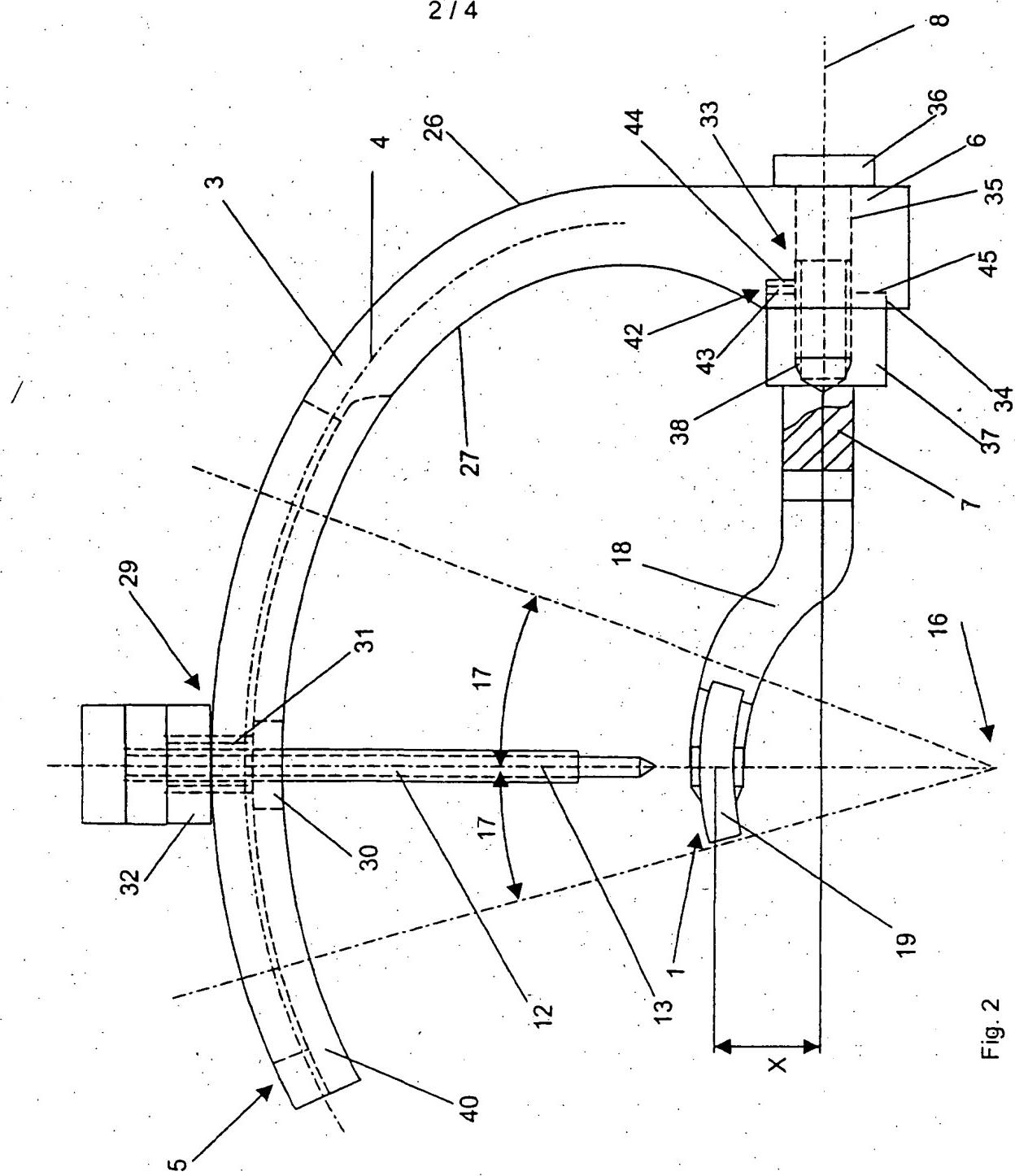


Fig. 1

DE 2000 19 026 U1

06.11.00

2/4



DE 11 00

3 / 4

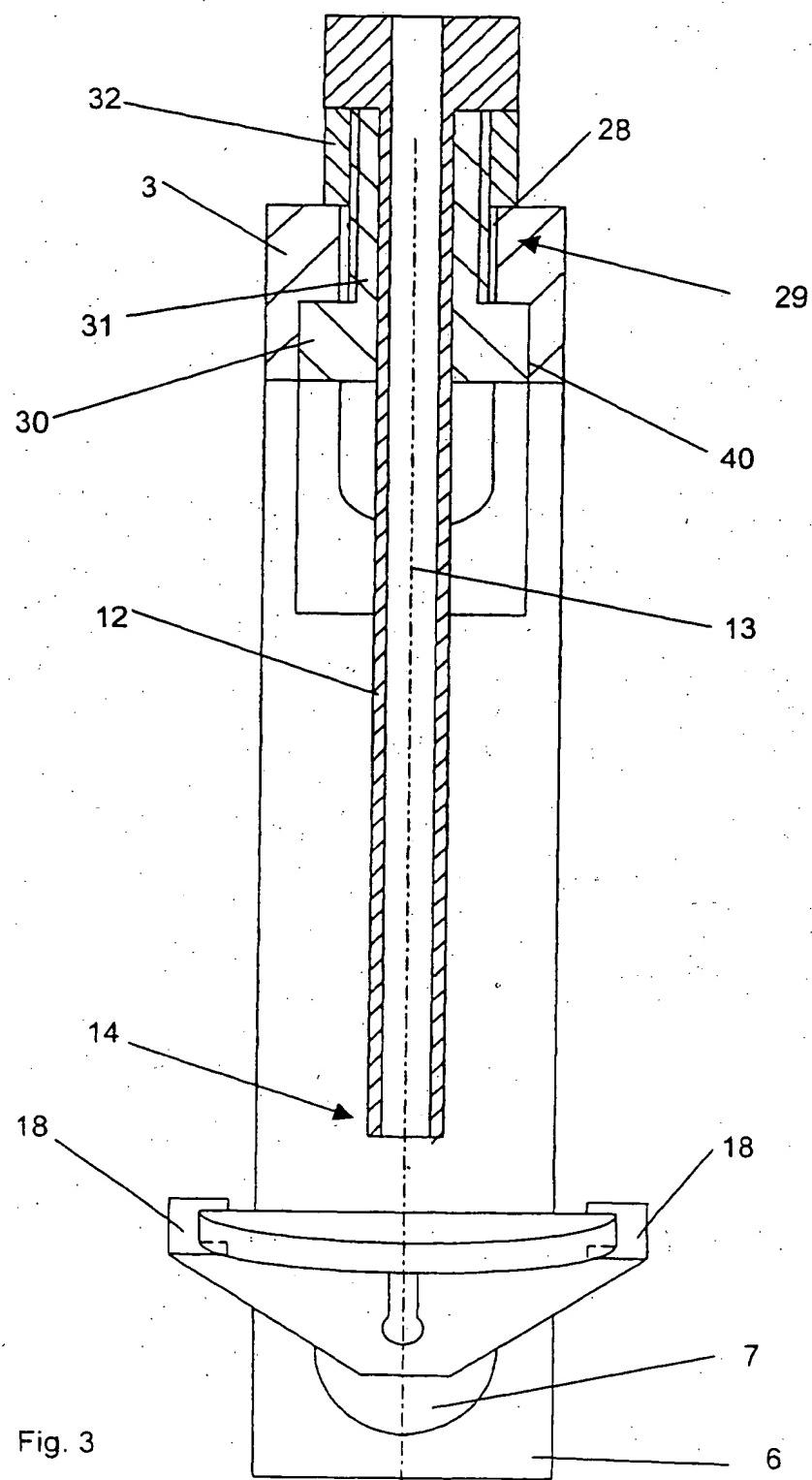


Fig. 3

DE 2000 19 026 U1

06.11.00

4/4

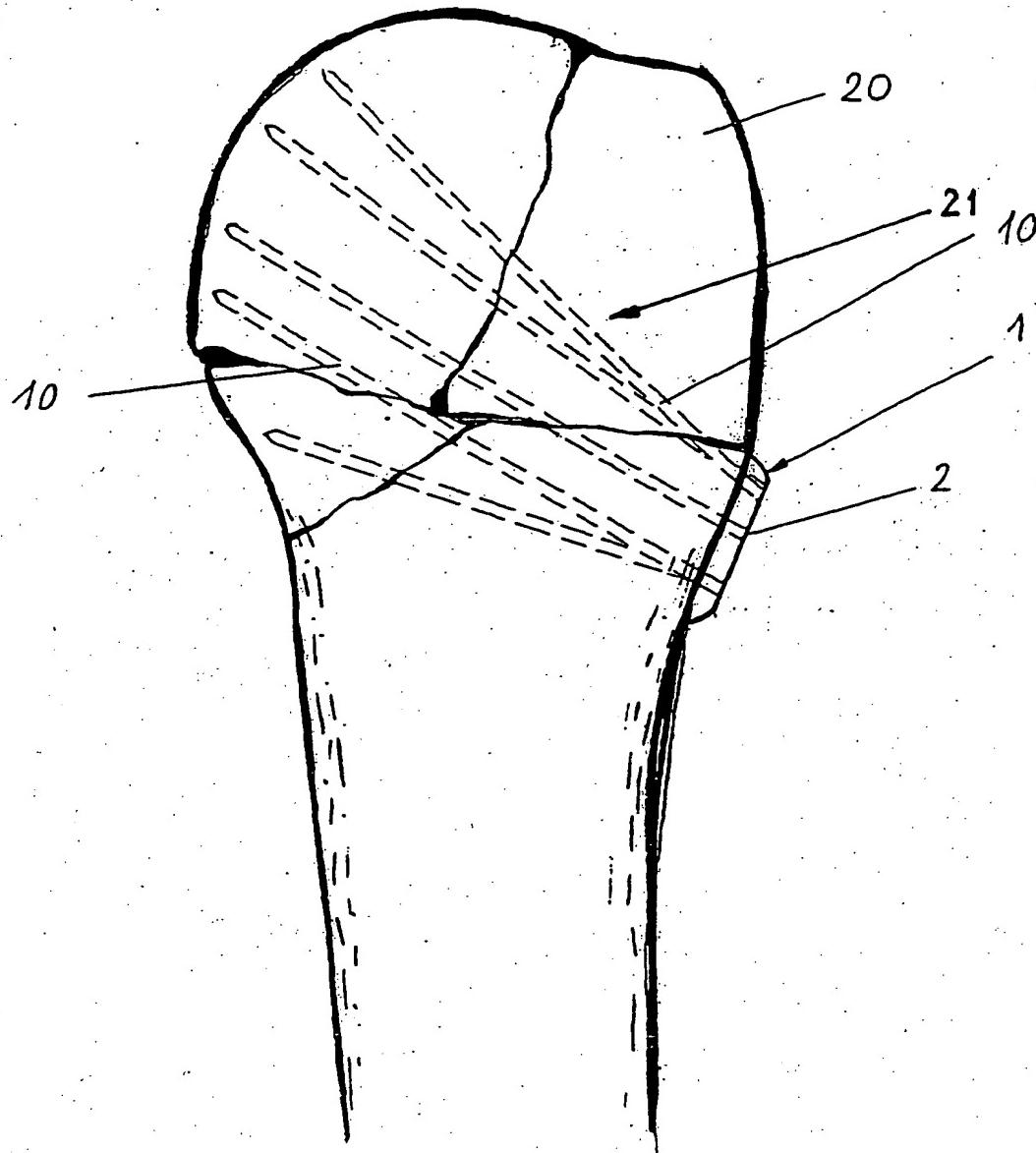


Fig. 4

DE 20019026 U1